

Orvostovábbképző Intézet, BME Villamosmérnökkari Matematika Tanszék

Vektorkardiogramok számítógépes diagnosztikai értékelése

Schwarczmann Pál, Kenedi Péter, Kárpáti Pál, Csátár Györgyné és Frey Tamás

1. A miokardium pillanatnyi elektromos aktivitását jellemző eredő dipólusmomentumot a Frank-féle elvezetési rendszer 3 csatornájának szinkron regisztrálásával észleljük. A számítógépbe ennek a jelhármasnak mintavételezett vektorait visszük be. Jelenlegi technikai lehetőségeink mellett a mintavételezés 3 msec.-onként történik, eddigi tapasztalataink szerint ez a mintavételezési frekvencia már nem szorul lényeges növelésre.

Alapvető elképzelésünk, hogy egy revolúción belül a QRS, a T és a P hurkot, továbbá az ST szakaszt külön-külön elemezzük formailag is, időbeni lefutásában is. Egyik fő problémánk ezért e hurkok kezdő- és végpontjának megállapítása, amit elsősorban a jelek zajos volta nehezít meg. A jel-zaj viszony javítását ezért fontosnak tartottuk és algoritmusunk a következőképp oldja meg ezt a feladatot. Kísérletezéssel sikerült a (még az eredeti zajjal terhelt) momentán dipólusmomentum és időszerinti deriváltja abszolút értéke, továbbá bizonyos logikai változók felhasználásával olyan függvényeket kialakítani, amelyek jelváltása a tapasztalat szerint elég nagy pontossággal kijelöli a 3 hurok kezdő ill. végpontját. Elvileg majdnem jelmentesnek tekintjük a P és a QRS és teljesen zajmentesnek a T és a P hurkok közötti szakaszokat, minthogy azonban a zajos jelek alapján csak közelítően lehet kijelölni e hurkok kezdőpontjai, azért csak egynél kisebb - és pontról-pontra alkalmasan változó - valószínűséggel tesszük fel, hogy az említett két szakasz csoporton mintavételezett jelek tiszta zajkomponensekből állanak. E valószínűséget annál kisebbnek tekintjük, mennél közelebb vagyunk valamelyik hurok becsült kezdő ill. végpontjához ill. a P és QRS közötti szakaszon a felezőponthoz. Az így adódó - viszonylag nagy valószínűséggel tiszta zaj-

ből álló - jelsorozat spektrális vizsgálata alapján optimális zajszűrést alkalmazhatunk, ha feltesszük, hogy a zaj additív és stacionárius. Elvégezve a fenti zajszűrést - amely tapasztalataink szerint hatásosnak bizonyult - újból értékeljük a vizsgálandó 3 hurok kezdő- és végpontját. Megfigyeléseink szerint ez utóbbiak rendkívül nagy pontossággal egyeztek a felrajzolt hurkok szemmel megállapított kezdő- ill. végpontjával.

A zajszűrés fenti módja - összehasonlító vizsgálataink szerint - valamivel jobbnak látszik, mint az átlagolós, ill. a teljes görbék spektrálfelbontásán alapuló zajszűrési technika (megemlítjük, hogy utóbbi lényegében szintén átlagolást használó módszer). A premissák közül a stacionaritás igen nagy valószínűséggel érvényes, a jel és zaj additivitása viszont a legjobb esetben is csak akkor és addig, ameddig az erősítők lineáris tartományban dolgoznak.

2. A vektorkardiogram elsődleges kritikus pontjai azon három hurok kezdő és végpontja, amelyek lokalizálásáról fentebb már említést tettünk. Ezenkívül másodlagos kritikus pontokat is értelmezünk, részben elektrogeometriai tulajdonságaik, részben időbeli elhelyezkedésük alapján. Elektrogeometriailag jellemezhető pl. a QRS-hurok Q-R ill. R-S átmeneti pontja - sőt ezek többféleképp is definiálhatók: e pontok vagy azzal jellemezhetők, ti. hogy itt nő meg, ill. esik le ugrásszerűen a szögsebesség, vagy bizonyos speciális ábrázolásmódokban - amelyekről a későbbiekben lesz szó - minimumhelyekként. Időbeli elhelyezkedésen azt értjük, hogy adott hurok - pl. a T-hurok - 25 %-os stb. vektorait tekintjük, azaz azon vektorokat, amelyek a teljes T hurok befutásához szükséges idő 25 %-ának, 50 %-ának stb. eltelte után mérhetők.

Az elsődleges és másodlagos kritikus pontok kb. 80 részre bontják a három hurkot ill. az ST szakaszt. E kritikus pontokban - ill. a közöttük elhelyezkedő szakaszokon átlagosan - mérhető különböző típusú, elektrogeometriailag definiálható skaláris és vektoriális mennyiségeket határozunk meg, és ezek egymáshoz való viszonyát vizsgáljuk és elemezzük statisztikailag is. Ily módon lényegében azon vizsgálatokat végezzük el - részben azonban pontosabban, részben pedig sokkal szélesebb "választékban" - amelyek a hagyományos vektorkardiográfiai diagnosztikai gyakorlatban is szerepeltek már. Az elektrogeometriailag definiálható skalárokat és vektorokat részben az eredetileg mintavételezésen regisztrált pillanatnyi dipólusmomentum-vektorok sorozatának végpontjai által felrajzolt térgörbéből, részben pedig további két vektorsorozat - és pedig az un. szögsebesség- ill. felületsebesség-vektorok - végpontjain áthaladó térgörbéből származ-

tatjuk. A szögsebesség- ill. a felületsebesség-vektorok definíciója: a dipólusmomentummal párhuzamos egységvektor időszerinti differenciáhányadosa, ill. a momentum vektor és időszerinti deriváltjának vektoriális szorzata. (Ez utóbbi tartalmilag az egységnyi idő alatt a momentumvektor által surolt felületet jellemző vektor). A származtatott skalárok egyrészt az elsődleges ill. másodlagos kritikus pontok egymástól mért idő- ill. ivhossz-távolságai az egyes görbéken, másrészt a különböző rendszámú deriváltak abszolút értékei ill. polárkoordinátái, a gyorsulás érintőirányú és normálismenti komponensének nagysága, a görbület, a torzió, különböző síkokra vett vetületek előjeles görbülete, szektor-területe, stb. (ill. ezek átlagértékei), míg a származtatott vektorok: maga a három alapvektor (ti. amelyek végpontjai a három analizálandó görbét leírják), ill. ezek első és második időszerinti deriváltja.

Jelenleg még csak viszonylag kis egészséges ill. beteg vektorkardiogram-anyagot dolgoztunk fel, és így igazán megbízható statisztikát még nem tudunk közölni. Annyi mindenesetre megállapítható volt, hogy a már régebben is széleskörűen használt jellemzők számszerű értéke az egészséges és a beteganyagban a várt irányban és mértékben különbözött, és minden értékelt jellemző átlagértéke jelentősebb eltérést mutatott bizonyos típusú megbetegedésekben. Az is látható volt már az eddig feldolgozott kísérleti anyag alapján is, hogy ha az egyedi jellemzők átlagértékei jelentősen el is térnek egymástól, bizonyos valószínűséggel az egészséges és a beteg konkrét jellemzője fedheti egymást. A fedési valószínűség csökkentése csak több jellemző együttes statisztikájának a felhasználásával történhet, ez egyébként megfelel annak az orvosi gyakorlatban használt diagnosztikai módszernek, amely a normálistól mutatkozó eltérések együttesét értékeli - és ez az értékelés nem egyszerű addíciója az egyedi eltéréseknek külön létrehozó okoknak. Természetesen mennél több jellemző együttes eloszlását akarjuk statisztikai módszerekkel, megbízhatóan áttekinteni, annál nagyobb elemszámú minta szükséges ehhez, még a Wald-féle szekvenciális módszer felhasználása esetén is az eddig feldolgozott anyagnál legalább két nagyságrenddel nagyobb elemszámú mintát kell áttekintünk.

3. Az eddig ismertetett módszer lényegében a hagyományos diagnosztikai technika gépi realizálását jelenti; mindössze annyiban terjeszti azt ki, hogy egyrészt olyan bonyolultabb elektrogeometriai jellemzőket ill. átlagértékeket is figyelembe vesz, amelyek szemmel nem értékelhetők, másrészt sokkal megbízhatóbb statisztikára támaszkodik (legalábbis elég nagy "tanulóanyag" feldolgozása után), mint ami heurisztikus elemek alapján a diagnosztizáló orvos "intuíciójában" kialakul. Az egyre finomabbá váló, tanítóval működő alakfelismerő algoritmusokat nem láttuk célszerűnek közvet-

lenül alkalmazni, mert túl nagyra éreztük az alaptér dimenzióját, ezért a munka első fázisában az volt a fő célkitűzésünk, hogy olyan lényegkiemelő transzformációkat keressünk, amelyek alapterünket lényegesen kisebb dimenziószámú alakzattérbe transzformálják. E transzformációk eleve adott alapeleme, hogy a 3 hurkot, és az ST szakaszt külön-külön vizsgáljuk. Egy másik törekvésünk volt, hogy alkalmas transzformációval - a lényeg elvesztése nélkül - az egyes hurkokat leíró háromdimenziós vektorok sorozatát két dimenzióba transzformáljuk. Egyelőre hat olyan transzformációt sikerült kialakítanunk, amelyek lényegmegtartónak tűnnek, közülük a "leghatásosabb" kiválasztása még további vizsgálatokat igényel.

A hat transzformáció közül kettő egy-egy síkra vetíti a momentán vektorokat. Az egyik sík normálisát az a követelmény szabja meg, hogy maximális legyen rajta a tekintett hurok által meghatározott (a vektorai által surolt) vonalfelület vetületének területe. E sík egyik koordináta tengelyét viszont a tekintett hurok leghosszabb vektorának merőleges vetülete jelöli ki. A másik síkot úgy vesszük fel, hogy tartalmazza a tekintett hurok leghosszabb vektorát - ez lesz e sík egyik koordinátatengelye - és e feltétel mellett a hurok által határolt felszín vetületének területe legyen maximális.

Másik két transzformáció ugyanezen síkokba forgatja a momentán dipólusmomentumvektorokat, és pedig úgy, hogy egyrészt a leghosszabb vektorral bezárt szögük ne változzék, másrészt a forgásszög ne legyen  $\pi/2$ -nél nagyobb.

Az utolsó két transzformáció gömbi transzformáció. Keressük ti. a hurok vektorainak egy olyan lineáris transzformációját (az egyik esetben kikötve a transzformációs mátrix szimmetrikus voltát is), amely a lehető legkisebb négyzetes összhibával egységvektorokba (azaz az egységgömbön fekvő végpontú vektorokba) viszi át a hurok vektorait. A képvektorok végpontjai ekkor két gömbi koordinátájukkal jellemezhetők.

Természetesen mindegyik transzformáció esetén a valódi momentán vektorok pontos megadásához még egy harmadik koordinátasorozat is szükséges lenne (a 4 sík esetén pl. a harmadik derékszögű koordináta, az egységgömb esetén pedig az az adat, amely megmutatja, hogy a transzformált vektor kívül vagy belül fekszik-e az egységgömbön, és milyen távolságban van attól a végpontja), a 6 transzformációt azonban éppen azért tekinthetjük lényegmegőrzőnek, mert a harmadik rendezősorozat vizsgálatát csak egészen durván kell elvégezni. (Pl. előjelviszonyaik "nagyjából" helyesen alakulnak-e, és egy bizonyos relatív korlátnál kisebbek-e abszolút értékben?)

Az így adódó alakzatterek dimenziószáma már hozzáférhetővé teszi az alakzatfelismerő tanulóalgoritmusok használatát, de még mindig rendkívül nagy tanulóanyagot igényel. Ezért további dimenziócsökkentésre célszerű törekedni, amelynek egyik lehetséges módja az eredetileg adott függvénynek, annak valamilyen alakzattérbe történt transzformáltjának, esetleg auto- vagy alkalmas ideális függvénnyel vett keresztkorrelációjának megfelelően megválasztott sortranszformáltjára áttérni, és ennek első néhány együtthatójára szorítkozni. Mielőtt azonban erre áttérnénk, legyen szabad megemlíteni, hogy a fent vázolt hat transzformált vizsgálata révén jutottunk el több fontosnak látszó másodlagos kritikus pont fogalmához.

4. A Fourier-sorfejtés technikájával már többször próbálkoztak, részben mert az EKG ill. VKG -jelek közel periodikus volta ezt a technikai módszert önként kínálja, részben kifejezetten adatredukációs célokból. E kísérletek azonban nem vezettek túl biztató eredményekhez, és ezért nem terjedtek el. Az eredménytelenség okát talán abban kereshetjük, hogy egyrészt koordinátafüggő függvények (egyedi elvezetések, ill. elvezetéspárok által létrehozott hurkok) sorfejtésével próbálkoztak, másrészt e sorfejtés első együtthatóinak függése kevésbé lényeges faktortól (hurok keskenysége, nem kóros változások a befutás sebességében) nem sokkal kisebb, mint komoly megbetegedéseket jelző faktoroktól. Auto- és keresztkorrelációs technikával tudomásunk szerint nem próbálkoztak, de a fent említett két szempont figyelmen kívül hagyása nyilvánvalóan itt is kiábrándító eredményekhez vezetett volna.

Ezért mi - a Fourier-sorfejtés technikájában elsősorban alakzatter-dimenziószám csökkentési lehetőséget látva és keresve - úgy próbálkoztunk meg ennek alkalmazásával, hogy egyrészt a koordinátafüggőséget lehetőleg elkerüljük, másrészt a nem körjelző tér- és időbeli deformációkat igyekeztünk figyelmen kívül hagyni. A koordináta-rendszer specifikus hatásának és térbeli lényegtelen torzulásoknak az eliminációja - a QRS hurkot véve alapul - olyan szimmetrikus, pozitív definit mátrixszal történő szorzással biztosítható - legalábbis részben - amely minimalizálja egy etalonhoz képest a hibanégyzetösszeget, miközben a sajátértékek viszonya bizonyos korlátok között kell, hogy maradjon (a két görbe összetartozó pontjait ekkor nem az időpontok egybeesése, hanem a geometriai közelség értelmezi). Az időbeli torzulásokat viszont úgy elimináljuk, hogy a valódi görbén megengedjük az időnek olyan transzformációját, amelynek elsőrendű távolsága az azonos transzformációtól elég kicsi (itt a hurok különböző szakaszai különböző érzékenységek, és így különböző korlátok róhatók ki az egyes szakaszokon az elsőrendű távolságot korlátozó állan-

dóra) és amely minimalizálja az idealizált etalontól mért eltérésnégyzetek összegét. (Megemlítjük itt, hogy a gömbi transzformáltaknál nincs szükség koordináta-ill. tér-, csak időkorrekcióra). Ennek végrehajtása után történik meg az egyes alakzatterekben kapott mintasorozatok alapján a Fourier-sorfejtés, és az első néhány együttható alapján a felismerő algoritmus tanítása, ill. használata. Kezdeti tapasztalataink elég jók.

Az auto- és a keresztkorrelációs technika alapulhat skalár ill. vektori szorzatot - ill. síkbeli ábrák esetén komplex szorzástípust - alkalmazó integrációs technikára, ahol a koordinátarendszer- és térbeli torzulásokat elimináló lineáris tértranszformációt, ill. az időbeli torzulásokat elimináló időtranszformációt úgy választjuk meg, hogy az etalonnak önmagával vett autokorrelációs függvényében jelentkező tipikus jellemzőket a lehető legkisebb hibanégyzetösszeggel reprodukáljuk. E technika hatékonyságáról, jelenleg még nem tudunk érdemlegeset mondani.

5. A közeli jövőben a fentiekben leírt program széles tanulmányagon történő végrehajtása ill. kiértékelése és kipróbálása - és ennek alapján esetleg további finomítása mellett egy nyelvészeti jellegű diagnosztikus program felépítésével kívánunk foglalkozni. Itt tulajdonképpen egy olyan operátornyelv kidolgozására gondolunk, ahol az egyes operátorok jól definiált módon hatnak az operandusokra (amelyek mindegyike adott időbeli befutása az adott térbeli huroknak) - és ahol a különböző operátorokat az elemi sérülések hatását ismerve alakítjuk ki. Ezek alapján egy olyan szó - azaz elemi operátorsorozat - megalkotására törekszünk, amely az etalomból a vizsgált vektorhurokhoz időben és térben is a lehető legközelebb álló hurkot hozza létre. Ennek az alapgondolatnak megfogalmazható egy stochasztikus, az utóbbinak pedig egy játékelméleti általánosítása. Valamennyi modell tárgyalható az automaták ill. algoritmusok elmélete alapján is, és ezek realizálását is tervbe vettük a későbbiekben.

6. Befejezésül megemlítjük, hogy a programcsomagok Razdan-3 Algol reprezentációban készültek az Egyetemi Számítóközpont közreműködésével.